Aus der Abteilung für zahnärztliche Prothetik
(Leiter: Professor Dr. E. Körber) der Klinik und Poliklinik für
Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten der Universität Tübingen
(Direktor: Professor Dr. Dr. E. Fröhlich)

Vergleichende Untersuchungen über Belastungsverteilung und Schubkräfte unter Totalprothesen mit besonderer Berücksichtigung der Aufstellregeln nach Haller

Inaugural - Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Zahnheilkunde
einer Hohen Medizinischen Fakultät
der Eberhard-Karls-Universität zu Tübingen

vorgelegt von
RAINER TRÄNKLE
aus Bad Cannstatt

1969

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41543901_0033

Aus der Abteilung für zahnärztliche Prothetik
(Leiter: Professor Dr. E. Körber) der Klinik und Poliklinik für
Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten der Universität Tübingen
(Direktor: Professor Dr. Dr. E. Fröhlich)

Vergleichende Untersuchungen über Belastungsverteilung und Schubkräfte unter Totalprothesen mit besonderer Berücksichtigung der Aufstellregeln nach Haller

Inaugural - Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Zahnheilkunde
einer Hohen Medizinischen Fakultät
der Eberhard-Karls-Universität zu Tübingen

vorgelegt von
RAINER TRÄNKLE
aus Bad Cannstatt

1969

UNIV.
LEIDEN
BIBL.

Dekan: Professor Dr. J. Hirschmann

Berichterstatter: Professor Dr. E. Körber

Inhaltsverzeichnis

		Seite
I	Einleitung	
	1. Problemstellung	1
	2. Literaturübersicht	3
II	Methodik	
	1. Disposition	10
	2. Die Messkapsel	10
	3. Das Registriergerät	12
	4. Die Eichvorrichtung und die Eichung	15
III	Versuche zur Ermittlung der Belastung am Modell	
	1. Herstellung der Modelle und Einbau der Messkapsel	20
	2. Versuchsablauf	21
	3. Ergebnisse und Zusammenstellung der Messwerte aus den Modellversuchen	21
	4. Diskussion der in vitro Versuche	29
IV	Messungen im Munde des Patienten	
	1. Durchführung der Versuche	32
	2. Ergebnisse	36
	3. Zusammenstellung der Messwerte	44
V	Nachuntersuchungen	48
VI	Diskussion der Ergebnisse	50
VII	Zusammenfassung	56
VIII	Literaturverzeichnis	58

I Einleitung

1. Problemstellung

Bei Eingliederung von Zahnersatz ist man bestrebt, alle schädlichen Einflüsse auf das Prothesenlager so weit als möglich zu verhindern.

Eine Ausschaltung mechanischer Reizfaktoren, hervorgerufen beispielsweise durch atypische Belastung des Prothesenlagers, ist noch nicht endgültig gelungen. Solange die natürlichen Zähne noch vorhanden waren, wurden die einwirkenden Kaukräfte durch die Verankerung der Zähne im Kiefer in Zugkräfte umgewandelt. Beim Zahnlosen, der mit einer Prothese versorgt ist, wirken diese Kräfte nun über die starre Prothese direkt auf die Unterlage. Dies führt, wie schon E. Fröhlich, K. Häupl, H. van Thiel und andere durch pathohistologische Untersuchungen gezeigt haben, zu Umbauvorgängen im Bereich der Schleimhaut und des Knochens. Bei günstigen Verhältnissen, beim sogenannten resistenten Prothesenlager, kommt es nach E. Fröhlich zu Anpassungserscheinungen, zu einer Bindegewebsvermehrung, wobei das Bindegewebe aber noch am Knochen fixiert ist. Ausserdem ergeben sich geringgradige Knochenumbauvorgänge, die aber nach einiger Zeit zum Stillstand kommen. Vermehrte Abbauvorgänge über dieses Mass hinaus finden wir beim insuffizienten Prothesenlager. Zwischen Belastung und Belastbarkeit der Unterlage besteht hier ein Missverhältnis.

Auch atypische Belastungen können Schädigungen des Knochens und der Schleimhaut hervorrufen.

K. H ä u p l fordert als praktische Folgerung daraus:

1. ein genaues Anpassen der Prothese an die Kieferkämme,
2. die Herstellung statisch richtiger Okklusions- und eugnather Artikulationsverhältnisse.

Die erste Forderung ist durch die heute übliche Abformmethode des Funktionsabdruckes zum Teil erfüllt. Besonders die zweite Forderung berührt wieder das Belastungsproblem und ist immer noch umstritten.

Hierzu hat auch L. H a l l e r einen Vorschlag gemacht. Er entwickelte das "zentripetale System."

Darunter versteht man ein Vorgehen bei der technischen Herstellung von Totalprothesen, aber auch partieller Prothesen, wobei die Zahnkauflächen in einer von ihm angegebenen Höckerverzahnung (Verschlüsselung) aufgestellt werden. Dadurch soll eine Reihe von Wirkungen beim Kauen - z. B. eine besonders günstige Belastung des Prothesenlagers - hervorgerufen werden.

In der vorliegenden Arbeit nun sollen die Belastungsverhältnisse und Schubkräfte unter Ober- und Unterkiefer-Totalprothesen untersucht werden. Dabei wird auch die Abhängigkeit von der Zahnaufstellung geprüft werden. Es wurde die nach dem "zentripetalen" System (H a l l e r) aufgestellte Prothese der in der herkömmlichen Art in Schaukelokklusion aufgestellten Prothese gegenübergestellt.

2. Literaturübersicht

a) Druckmessungen auf der Kieferschleimhaut

Die ersten Messungen über die Belastung direkt am Prothesenlager und zugleich die ersten Messungen der Horizontalschübe bei verschieden gestalteten Kauflächen stammen von dem Amerikaner W. R. Stromberg 1955. An der buccalen Seite des Alveolarkamms in Gegend des 1. Molaren verband er einen 25 mm^2 grossen Stempel durch eine Feder mit einem Dehnungsmeßstreifen und ermittelte über eine Wheatstone'sche Brücke die Seitschübe auf das Prothesenlager. Die Messung erfolgte während des Kauaktes mit Rosinen, Kokos- und Erdnüssen als Testspeisen. Seine Versuche führte er an zwei Patienten durch, wobei er einmal 30 Grad Molaren, zum anderen höckerlose 0 Grad Molaren aufstellte. Bei Verwendung höckerloser Zähne betrug die Seitbelastung zwischen 23,4 und 30 Pond je 25 mm^2, bei den 33 Grad Zähnen zwischen 19,2 und 20,4 Pond je 25 mm^2. Stromberg folgerte daraus, dass es nicht möglich ist, Horizontalschübe durch Einebnen der Höcker zu beseitigen. W. A. Lawson wies auf einen Mangel dieser Methode hin, indem er an Hand von Modellversuchen zeigte, dass durch die Verwendung einer Blattfeder als Überträger zwischen Stempel und Dehnungsmeßstreifen die Prothesenbasis einen grossen Teil der einwirkenden Kraft aufnimmt, und der Stempel infolge des beträchtlichen Hubes weniger belastet wird. Daher nähert sich die Eichkurve trotz zunehmender Belastung einem asymptotischen Wert. Zudem zeigt der Dehnungsmeßstreifen eine verhältnismässig grosse Temperaturempfindlichkeit.

Zwischen 1961 und 1965 benutzten E. Körber, G. Feifel, D. Hermann, D. Langenstein, H. Pfau, P. Rösch und G. Wölfle Druckgeber auf kapazitiver Grundlage, die aber unmittelbar vor und nach jeder Messung erneut ge-

eicht werden mussten. E. K ö r b e r fand bei über 30 Totalprothesenträgern eine durchschnittliche Belastung des Alveolarkamms im Kauzentrum des Oberkiefers von 5,2 kp/cm^2 mit Maximalwerten bis zu 15,2 kp/cm^2; die Belastung beim Schlucken betrug ungefähr 6 kp/cm^2. Die Werte am Gaumen liegen etwa um 3,3 kp/cm^2, die Kaufrequenz bei 13,96 Kaubewegungen/10 sec.
Im Unterkiefer zeigten sich mit 7,3 kp/cm^2 die Werte etwas höher. Die seitlichen Schubkräfte lingual vom Alveolarkamm betrugen zwischen 0,5 und 2 kp/cm^2 mit einem Mittelwert von 1,04 kp/cm^2. Einen Einfluss der Zahnaufstellung auf die Belastungen am Prothesenlager konnte er nicht finden.

H. P f a u bestätigte im wesentlichen die von E. K ö r b e r gefundenen Werte. D. H e r m a n n untersuchte den Einfluss unterschiedlicher Abdruckverfahren auf die Belastungsverteilung unter Oberkiefer-Totalprothesen. Er fand bei der Verwendung eines Funktionsabdruckes sowohl im Kauzentrum als auch am Gaumen grössere Werte als bei der Verwendung eines Situationsabdruckes. Ausserdem erzielte er am vestibulären Alveolarkamm mit einem Funktionsabdruck auf der Kauseite Werte von 1,04 kp/cm^2, auf der Nichtkauseite solche von 0,76 kp/cm^2.

G. F e i f e l beschrieb unter anderem die horizontale Belastung am buccalen Kieferkamm der Oberkiefer-Totalprothese mit Werten von 2 kp/cm^2 auf der Kauseite, 1,2 kp/cm^2 auf der Nichtkauseite und 1,2 kp/cm^2 beim Schlucken. Er wies dabei auf die von W. S c h u l t e und E. M i l l e r beschriebene horizontale Druckbelastung des Alveolarkamms durch Zunge und periphere Muskulatur bei normalen Bewegungen hin.

b) Das Artikulationsproblem

Der Einfluss der Kauflächengestalt auf die Belastung des Prothesenlagers wurde u. a. schon von A. G y s i ,

L. K ö h l e r und F. H i l d e b r a n d t sowie C. U. F e h r diskutiert.

L. H a l l e r will mit seinem "zentripetalen System" neue Gesichtspunkte bei der Anfertigung von Zahnprothesen anführen. Dabei geht er von der Beobachtung aus, dass: "vielfach bei der Anfertigung von partiellem und totalem Ersatz unbefriedigende Ergebnisse erzielt wurden. Die ungenügende Stabilisierung der Prothesen in der Funktion löst ungünstige Schubwirkungen auf Restzähne bzw. Schleimhautunterlagen aus, welche dann wieder zur weiteren Auflösung des Restsystems führen. Es fehlt an einer konstruktiven Idee, da der kosmetische Effekt im Vordergrund steht, und heute wie einst die Zahnlücken nach Mass und Zahl ausgefüllt werden."

Um diesem Zustand abzuhelfen, fordert er eine "Verschlüsselung der Molaren".

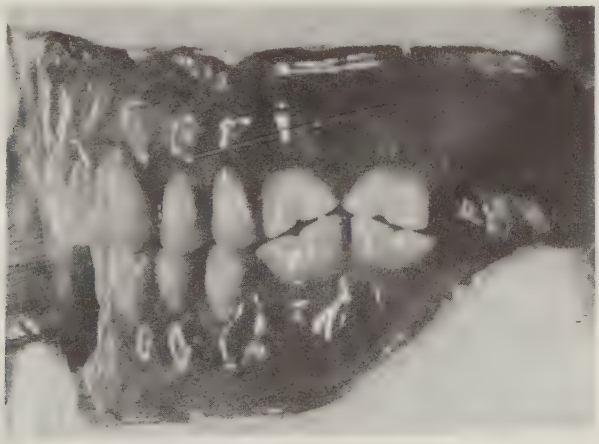


Abb. 1: Die "zentripetal" ausgerichtete Prothese. Durch die Kerbe der oberen und den Keil der unteren beiden Molaren erfolgt eine "Verschlüsselung" der Prothesen.

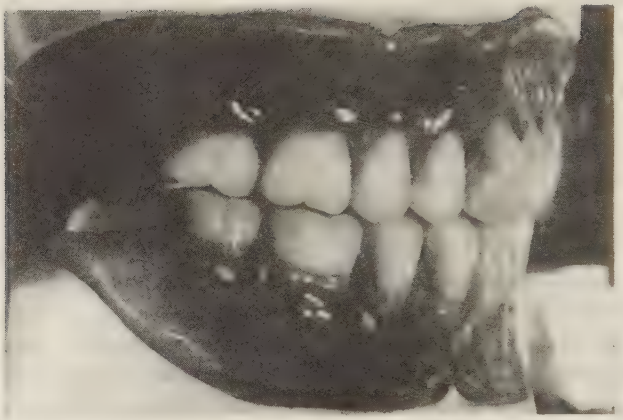


Abb. 2: Die "zentrifugal" ausgeführte Prothese. Es erfolgt eine Verzahnung der beiden Prothesen allein durch die Höckerflächen.

Die Absicht des zentripetalen Systems könnte folgendermassen beschrieben werden: "Alle bei der Kaufunktion auftretenden Kraftwirkungen müssen in stabilisierende Faktoren umgewandelt werden. Restzähne und Prothesen stabilisieren sich gegenseitig, indem Schubkräfte auf die Prothesen zusammengefasst werden und wieder auf die Prothese stabilisierend rückwirken." Dabei sollen Fehlbelastungen und Kippungen vermieden werden, sonst würden diese Kräfte zersplittern, zersprühen, dezentralisieren, zentrifugal wirken. Nach der Vorstellung L. H a l l e r s seien alle bisher von den anderen Autoren angegebenen Methoden zentrifugal.

Die Verschlüsselung des Oberkiefers mit dem Unterkiefer zeigt in den Grundgedanken Ähnlichkeit mit den von A. G y s i geforderten Höckerzähnen. Diese Verwandtschaft wird durch das folgende Zitat aus L. H a l l e r ' s

Buch "Gesunde und kranke Zähne im Blickfeld geisteswissenschaftlicher Betrachtungen" bestätigt: "Man hat die Verzahnung der Okklusionslinie schon früher mit den anatomischen Höckerkauflächen zu erreichen versucht, doch ohne Erfolg, und zwar deshalb, weil die Höcker viel zu klein sind, um unter den gegebenen Verhältnissen eine Verzahnung herbeiführen zu können. Erst der um ein vielfaches grössere Höcker mit dem markanten Keil bringt die Verschlüsselung zustande und zwingt die eine Prothese unter die Führung und den Einfluss der anderen. Kleinere Höcker oder irgend welche Verwindungen der Okklusionslinie sind infolge der zu geringen Niveaudifferenz für eine gegenseitige exakte Führung der Prothesen zu stumpf und hierfür nicht ausreichend. Deshalb werden die beim Kaudruck abgespalteten Kräfte an der Balanceseite nicht abgefangen und zurückgeführt, sondern schiessen über die Zahnreihe hinaus ins Leere; die Prothesen werden gegeneinander verschoben und kommen von selbst nicht wieder in Ordnung."

Abb. 3: Beim Durchtrennen des Bissens im Frontzahnbereich stützt sich der untere letzte Molar gegen den oberen ab (nach Haller).

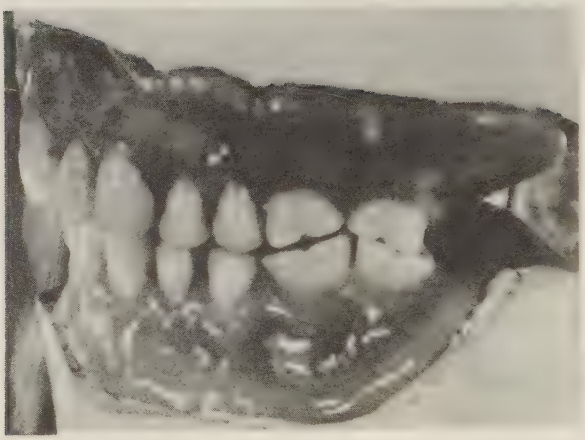


Abb. 4: Bei der Zentripetalprothese verschlüsselt sich die Balanceseite und gibt der Arbeitsseite einen guten Halt (nach Haller).

Die von L. H a l l e r angegebene Verschlüsselung soll folgende Wirkungen hervorrufen:

1. Das Durchtrennen der Bissen erfolgt mit weniger Kraftaufwand, die Zerkleinerung ist mit geringerem Druck möglich (Die Zahnprothetik vor einer neuen Epoche I S. 20);
2. Die untere Prothese kann einen grösseren Kaudruck entfalten (Die Zahnprothetik vor einer neuen Epoche I S. 21);
3. Die Belastungsverteilung der beiden Kiefer ist bei einseitigem Kauen gleichmässiger, da eine Verschlüsselung der Balanceseite eintritt (Gesunde und kranke Zähne, Stellungsanomalien S. 27);

4. Beim Durchtrennen des Bissens im Frontzahnbereich werden durch die Abstützung der Molaren Kippungen verhindert (Gesunde und kranke Zähne, Stellungsanomalien S. 28);

5. Die Oberkiefer-Prothese wird nach oben hinten gehalten (Gesunde und kranke Zähne, Stellungsanomalien S. 28).

Ausserdem geht L. H a l l e r wie schon E. R e u m u t h von der Vorstellung aus:

6. Beim Träger totaler Prothesen dominiert der Hackbiss.

II Methodik

1. Disposition

Die vorliegende Arbeit soll einen Vergleich zwischen zentrifugal und zentripetal aufgestellten Prothesen liefern. Um die von L. H a l l e r angegebenen Auswirkungen auf das Prothesenlager zu prüfen, wurde die Druckbelastung an verschiedenen Orten unter beiden Prothesenarten gemessen. Dazu wurden 2 Untersuchungsgänge gewählt:

Druckmessungen am Phantommodell

Druckmessungen im Munde des Patienten.

Ausserdem erfolgten Nachuntersuchungen an Patienten mit zentripetalen Prothesen in der Praxis L. H a l l e r 's in Stuttgart.

2. Die Messkapsel

Für die folgenden Untersuchungen wurde eine von M. H o f m a n n und E. K ö r b e r entwickelte runde Messkapsel auf induktiver Basis verwendet (Serie 1 - 10 - 1967 - Kapsel 2 und 3). Sie besitzt einen Durchmesser von 8 mm, eine Höhe ohne Stempel von 4 mm, mit Stempel von 6 mm.

Abb. 5: Die Messkapsel mit einem Vergleichsmaßstab.

Die Prinzipskizze ihres Aufbaus zeigt Abbildung 6.

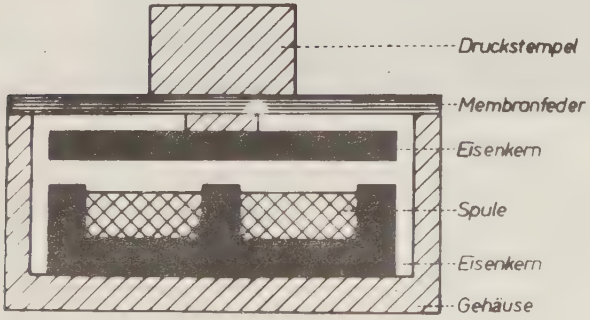


Abb. 6: Prinzipskizze der Messkapsel
Auf einem oben offenen Metallgehäuse ist eine Membranfeder angebracht, mit der aussen ein Druckstempel mit einer Fläche von 1/20 cm^2 und innen ein Eisenkern verbunden sind. Bei Druck auf den Stempel bewegt sich der Eisenkern im Kraftfeld eines Elektromagneten und erzeugt eine Induktionsspannung.

Die Höchstbelastung der Kapsel wird von der Stärke der Membranfeder bestimmt; sie betrug bei uns 5 kp. Der Druckstempel ist oben napfförmig gestaltet, um einen Tropfen Kaltpolymerisat aufzunehmen, der das exakte Anliegen an die Schleimhautoberfläche gewährleisten soll. Beim Einbau der Kapsel ist darauf zu achten, dass die Membranfeder frei schwingen kann, also nirgends aufliegt.

3. Das Registriergerät

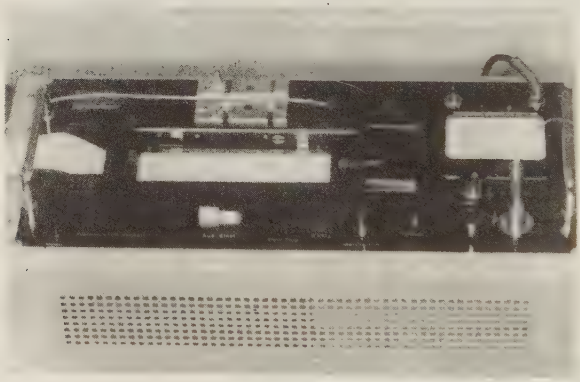


Abb. 7: Das Registriergerät

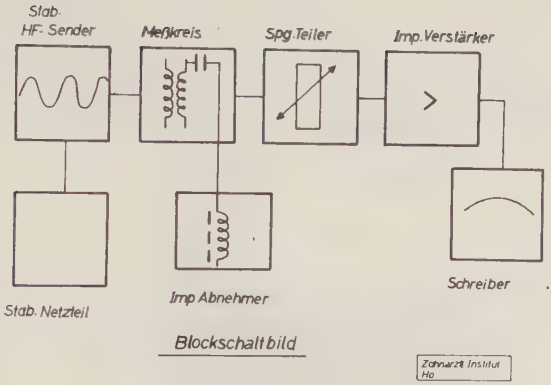
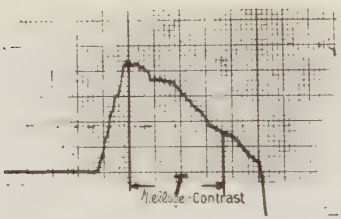


Abb. 8: Blockschaltbild des Registriergeräts.

Den in der Messkapsel erzeugten niederfrequenten Stromstössen werden im Registriergerät von einem Geber hochfrequente Ströme aufmoduliert. Dieses Gemisch kann durch ein Tastsystem mit 6 Messbereichen bis zu 100.000fach verstärkt werden und wird nach Ausfiltern der Senderströme von einem Schnellschreiber amplitudengetreu aufgezeichnet. Hierbei wird der Messhub der Kapsel registriert, der proportional der einwirkenden Kraft ist. Der Schreiber besteht aus einer geheizten Nadel, die auf dem 30 mm breiten Registrierstreifen eine weisse Kunststoffschicht zum Schmelzen bringt und dadurch den schwarzen Untergrund sichtbar macht.

Ein Geschwindigkeitsregler erlaubt eine Steuerung des Papiervorschubs in 4 Stufen zwischen 10 und 100 mm/sec. Hier wurde bei allen Versuchen eine Geschwindigkeit von 10 mm/sec. verwendet.-
Damit sich die erzeugten Induktionsströme nicht sofort nach Ende des Induktionsflusses mit Erreichen der Endbelastung

der Registrierung entziehen, ist ein sogenannter Wellenbegrenzer eingebaut. Dieser erlaubt das kurzzeitige Aufzeichnen eines statischen Druckes bis zu einer Zeitkonstante von 1,8 sec. Die Zeitkonstante ist diejenige Zeit, nach der der Ausschlag bei statischer Belastung auf 37 % seines Ausgangswertes abgesunken ist. Jede Änderung dieser Belastung wird natürlich sofort registriert.



Bestimmung der
Zeitkonstanten
der Meßkapsel Nr.2

T = Zeitkonstante

Abb. 9: Bestimmung der Zeitkonstante.
Bei statischem Druck ist nach der Zeit
T = 1,8 sec. der Ausschlag auf 37 %
des Maximalwertes abgesunken.

4. Die Eichvorrichtung und die Eichung

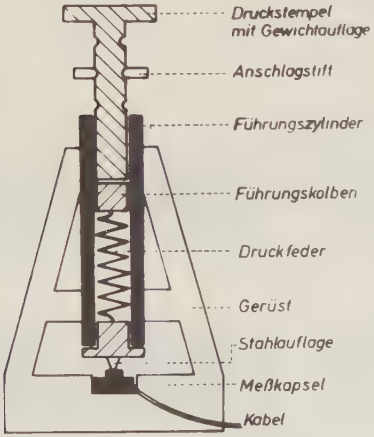


Abb. 10: Prinzipskizze der Eichvorrichtung.
Die Eichvorrichtung besteht aus einem mit einem Gerüst fest verbundenen Führungszylinder. Am Boden des Gerüstes wird die Messkapsel eingebaut, auf deren Stempel über einen Stahlstift die Kraft einer Feder einwirkt. Die Eintauchtiefe eines Druckstempels der sich im Führungszylinder bewegt, verstärkt die Druckkraft der Feder. Durch Auflegen von Gewichten und entsprechender Bohrungen durch den Druckstempel wurde die Druckkraft registriert. Dann wird ein Stift durch diese Bohrung gesteckt. So kann die Feder nur soweit komprimiert werden, bis dieser Anschlagstift den Führungszylinder berührt. Dabei wirkt immer nur die der Bohrung entsprechende Kraft auf die Messkapsel.

Die Eichung der beiden bei allen Versuchen verwendeten Messkapseln Nr. 2 und Nr. 3 erfolgte durch rhythmisches Eindrücken des Druckstempels bis zum Anschlag mit Belastungen von 10 p bis 2 kp bei Zimmertemperatur. Die Abhängigkeit des Hubs von der einwirkenden Kraft wurde in einer Eichkurve aufgezeichnet.

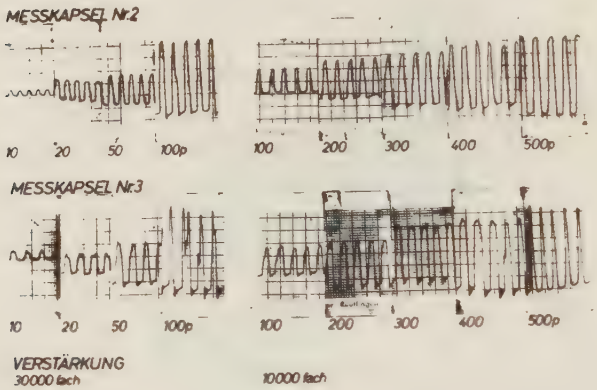


Abb. 11: Beispiel einer Eichung.
Es wurden die Ausschläge der Messkapseln Nr. 2 und 3 bei ansteigender Belastung von 10 p bis 500 p registriert. Die Verstärkung war von 10 p bis 100 p 30.000fach, von 100 p bis 500 p 10.000fach.

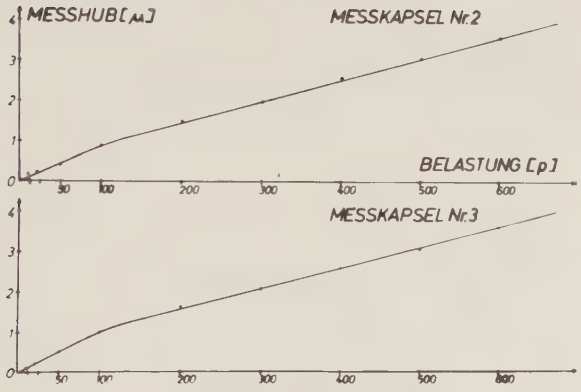


Abb. 12: Die Eichkurven.
Die Eichkurven der Kapseln 2 und 3 erbrachten nahezu gleiche Ergebnisse. Im Einzelverlauf zeigten sich im Bereich von 0 - 100 p geringfügige Abweichungen vom linearen Verlauf.

Ferner wurde eine Eichung im Wasserbad bei 20, 30 und 40°C durchgeführt, die die vom Hersteller angegebene Temperaturempfindlichkeit bestätigte.

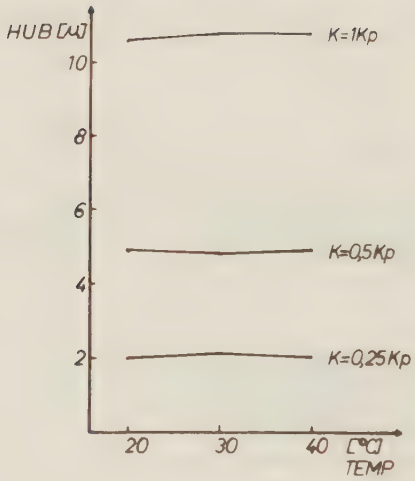


Abb. 13: Temperatureichung
Die Eichung im Wasserbad bei 20, 30 und 40°C zeigt keine unterschiedlichen Werte.

Die Vorteile einer auf induktivem Prinzip beruhenden Messmethode ergeben sich:

1. aus den relativ kleinen Ausmassen der Kapsel - Neuerdings wurden von dem Reutlinger Institut Dr. Förster, das auch das Registriergerät herstellt, Kapseln mit noch kleineren Ausmassen entwickelt (6 mm Durchmesser und 5 mm Höhe mit Stempel) -;

2. aus der Unabhängigkeit von der Temperatur;

3. aus der Unabhängigkeit von etwaigen Vorbelastungen, da ja nur Belastungsänderungen registriert werden;

4. bei richtigem Einbau aus der Unabhängigkeit von Biegungskräften in der Prothese und allen anderen unerwünschten äusseren Kräften.

III Versuche zur Ermittlung der Belastung am Modell

1. Herstellung der Modelle und Einbau der Messkapseln.

Es werden 5 nach normalen Gesichtspunkten konstruierte Ober- und Unterkiefer-Totalprothesen in einem Mittelwertartikulator hergestellt. Ein Funktionsabdruck vom Patienten wird nach sorgfältiger Isolierung mit einer 2 bis 3 mm dicken Schicht einer elastischen Masse (- auf Siliconbasis -) bestückt und später normal mit Hartgips ausgegossen. Die Verbindung der elastischen Masse mit der Gipsunterlage wird mittels Retentionskristallen und Retentionsschlaufen aus Draht erreicht. Die so gewonnenen Modelle mit elastischem Prothesenlager werden in einen Heilbornartikulator einartikuliert. Während der Messungen wird der Stützstift aus dem Artikulator entfernt. Der Einbau der Messkapsel erfolgte nach der schon bei K. B e y e r und K. Z e r r e s beschriebenen Methode.

Die Messkapseln wurden an folgenden Stellen eingebaut:

a) Oberkiefer auf dem Alveolarkamm in Gegend 5+, 6+;

b) Oberkiefer am Gaumen in Gegend der Kreuzung der 1. und 2. Gaumenfalte mit der Mittellinie;

c) im Unterkiefer auf dem Alveolarkamm in Gegend 5-, 6-;

d) im Unterkiefer am lingualen Rand des Alveolarkammes in der Mittellinie;

e) im Unterkiefer am lingualen Rand des Alveolarkamms in Gegend 6-, 7-.

2. Versuchsablauf

a) Belastung des Artikulators mit 2 kp

b) Linkslateralbewegung bei Vorbelastung mit 2 kp

c) Rechtslateralbewegung bei Vorbelastung mit 2 kp

d) Vorschubbewegung bei Vorbelastung mit 2 kp

Nach Beendigung dieser Versuche wurden aus den normal aufgestellten Prothesen die beiden Molaren jeder Kieferhälfte herausgesägt, und zwei Molaren in der von L. H a l l e r geforderten Keilstellung eingesetzt, und die Messung in gleicher Reihenfolge wiederholt. Die Basis und die eingebauten Kapseln blieben also dabei unverändert. Da nur zwei Messkapseln zur Verfügung standen, mussten die Messinstrumente nach diesem Versuchsablauf ausgebaut und an ihrem neuen Messpunkt wieder eingebaut werden. Ebenso musste der Keil wieder entfernt werden. Zu diesem Zwecke war vor Umbau der zentrifugalen bzw. Rückverwandlung der zentripetalen Prothesen ein Vorguss aus Gips herzustellen, der eine Fixierung der beiden Molaren in gleicher Stellung wie bei den ersten Versuchen ermöglichte.

Es sind dazu je 5 verschiedene Oberkiefer- und Unterkiefer-Prothesen verwendet worden. Für alle Bewegungen wurden je Prothese mindestens 10 Einzelmessungen durchgeführt. So ergaben sich 2000 Einzelwerte, 1000 für die zentripetale und 1000 für die zentrifugale Prothese.

3. Ergebnisse und Zusammenstellung der Messwerte aus den Modellversuchen.

a) Belastung

Sie betrug im Kauzentrum des Oberkiefers auf dem Alveolarkamm bei "zentrifugaler" Aufstellung durchschnittlich

2,6 kp/cm^2, bei zentripetaler Aufstellung - diese Werte werden in der Folge in Klammer gesetzt - 2,56 kp/cm^2; in der Mittellinie am Oberkiefer-Gaumen 0,9 (0,95) kp/cm^2, am Unterkiefer lingual 1,06 (1,08) kp/cm^2. Am lingualen Rand des Unterkiefers im Kauzentrum 1,3 (1,24) kp/cm^2.

b) Linkslateralbewegung

Dabei ergaben sich auf dem Alveolarkamm im Kauzentrum des Oberkiefers -1,06 (-1,7) kp/cm^2 und des Unterkiefers -1,06 (-1,7) kp/cm^2, am lingualen Rand des Unterkiefers + 1,3 (+ 1,16) kp/cm^2, in der Mittellinie am Oberkiefergaumen 0,44 (- 0,45) kp/cm^2 und im Unterkiefer lingual an der Mittellinie + 0,66 (- 0,6) kp/cm^2

c) Rechtslateralbewegung

Hier zeigten sich im Kauzentrum auf dem Alveolarkamm des Oberkiefers + 1,1 (- 1,84) kp/cm^2 und des Unterkiefers + 1 (- 0,8) kp/cm^2, am lingualen Rand des Unterkiefers - 0,82 (- 0,75) kp/cm^2. In der Mittellinie betrugen die Werte im Oberkiefer am Gaumen - 0,09 (- 0,23) kp/cm^2 und im Unterkiefer lingual + 1,16 (- 0,7) kp/cm^2.

d) Vorschubbewegung

Bei ihr ergaben sich im Kauzentrum des Oberkiefers Werte von + 1,05 (+ 1,1) kp/cm^2 und im Unterkiefer - 0,6 (+ 1,33) kp/cm^2, in der Mittellinie am Oberkiefergaumen - 0,12 (+ 0,49) kp/cm^2, im Unterkiefer lingual - 0,7 (- 1,1) kp/cm^2 und am lingualen Alveolarfortsatz des Unterkiefers - 0,52 (+ 0,73) kp/cm^2.

Aus den Tabellen 1 - 5 sind die Belastungsverhältnisse unter den 5 Totalprothesen an den verschiedenen Messpunkten zu ersehen. Die angegebenen Daten stellen Mittelwerte aus je 10

Einzelmessungen dar. Ausserdem wurden Durchschnittswerte aller 5 Prothesen errechnet.

Zeichenerklärungen der Tabellen 1 - 5:

Bel. = Belastung des Artikulators mit 2 kp

li.lat. = Linkslateralbewegung bei Vorbelastung mit 2 kp

re.lat. = Rechtslateralbewegung bei Vorbelastung mit 2 kp

Vor. = Vorschubbewegung bei Vorbelastung mit 2 kp

\+ = Belastung

\- = Entlastung

Bei den mit X bezeichneten Durchschnittswerten stimmen die Vorzeichen der 5 Ergebnisse in einem oder mehreren Fällen nicht überein.

Tabelle 1 (Modellversuche)

normale Prothese

	Bel.	li.lat.	re.lat.	Vor.
Proth. 1	+ 2,6	- 1,6	- 2,2	+ 1,6
Proth. 2	+ 2,7	- 0,4	+ 0,2	+ 0,5
Proth. 3	+ 2,35	- 1,6	+ 2,1	+ 1,15
Proth. 4	+ 2,75	- 0,8	+ 1,8	+ 1,2
Proth. 5	+ 2,6	- 1,2	+ 0,3	+ 0,8
Durchschnitt	+ 2,6	- 1,12	X+ 1,1	+ 1,05

Haller Prothese

Proth. 1	+ 2,6	- 0,2	- 2,6	- 2,4
Proth. 2	+ 2,4	+ 0,2	- 1,2	- 0,2
Proth. 3	+ 2,8	+ 1,7	- 2,1	+ 0,8
Proth. 4	+ 2,55	+ 1,8	- 1,4	+ 1,2
Proth. 5	+ 2,45	+ 1,9	- 1,9	+ 1,3
Durchschnitt	+ 2,56	X+ 1,4	- 1,84	X+ 1,1

Belastung in kp/cm^2 unter einer Oberkiefer-Totalprothese bei zentrifugaler und zentripetaler Aufstellung der Molaren auf dem Alveolarkamm in Gegend 5+, 6+.

Bei senkrechter Belastung ergeben sich bei den zentrifugalen Prothesen Werte von 2,6 kp/cm^2, bei den zentripetalen von 2,56 kp/cm^2. Bei der Vorschubbewegung bei beiden Prothesenarten Belastungen von 1,05 kp/cm^2 bzw. 1,1 kp/cm^2.

Tabelle 2 (Modellversuche)

normale Prothese

	Bel.	li.lat.	re.lat.	Vor.
Proth. 1	+ 1,4	- 0,8	- 0,1	- 0,1
Proth. 2	+ 0,3	- 0,21	- 0,1	- 0,1
Proth. 3	+ 1,1	- 0,7	+ 0,1	- 0,2
Proth. 4	+ 0,9	+ 0,3	- 0,05	+ 0,1
Proth. 5	+ 0,8	- 0,2	- 0,1	- 0,1
Durchschnitt	+ 0,9	X- 0,44	X- 0,09	X- 0,12

Haller Prothese

Proth. 1	+ 0,72	+ 0,16	- 0,2	+ 0,32
Proth. 2	+ 0,46	- 0,92	- 0,42	- 0,6
Proth. 3	+ 1,5	- 0,3	+ 0,2	+ 0,3
Proth. 4	+ 0,75	- 0,2	- 0,1	+ 0,65
Proth. 5	+ 1,35	- 0,2	- 0,2	+ 0,7
Durchschnitt	+ 0,95	X- 0,45	X- 0,23	X+ 0,46

Belastung in kp/cm^2 unter einer Oberkiefer-Totalprothese bei zentrifugaler und zentripetaler Aufstellung der Molaren am Gaumen in Gegend der Kreuzung der 1. und 2. Gaumenfalte mit der Mittellinie.

Bei senkrechter Belastung ergeben sich bei den zentrifugalen Prothesen Werte von 0,9 kp/cm^2, bei den zentripetalen 0,95 kp/cm^2. Bei der Vorschubbewegung entstand bei zentrifugaler Aufstellung eine Entlastung um 0,12 kp/cm^2, bei zentripetaler eine Belastung von 1,33 kp/cm^2.

Tabelle 3 (Modellversuche)

normale Prothese

	Bel.	li.lat.	re.lat.	Vor.
Proth. 1	+ 2,6	- 1,6	+ 1	- 1
Proth. 2	+ 2,65	- 0,1	- 0,43	- 0,2
Proth. 3	+ 2,55	- 1,1	+ 1,4	+ 0,8
Proth. 4	+ 2,6	- 0,8	+ 0,7	- 0,6
Proth. 5	+ 2,45	- 1,7	+ 0,9	+ 1,2
Durchschnitt	+ 2,57	- 1,06	X+ 1,0	X- 0,6

Haller Prothese

Proth. 1	+ 2,6	- 2,8	+ 0,8	+ 1,8
Proth. 2	+ 2,63	- 0,9	- 0,8	- 0,6
Proth. 3	+ 2,54	+ 1,0	- 0,8	+ 1,2
Proth. 4	+ 2,6	- 1,4	- 0,65	+ 0,6
Proth. 5	+ 2,5	+ 2,91	- 0,95	+ 1,7
Durchschnitt	+ 2,58	X- 1,7	X- 0,8	X+ 1,33

Belastung in kp/cm^2 unter einer Unterkiefer-Totalprothese bei normaler zentrifugaler und zentripetaler Aufstellung der Molaren auf dem Alveolarkamm in Gegend 5-, 6-.

Bei senkrechter Belastung ergeben sich bei den zentrifugalen Prothesen Werte von 2,57 kp/cm^2, bei den zentripetalen 2,58 kp/cm^2. Bei der Vorschubbewegung entstand bei zentrifugaler Aufstellung eine Entlastung von 0,6 kp/cm^2, bei zentripetaler eine Belastung von 1,33 kp/cm^2.

Tabelle 4 (Modellversuche)

normale Prothese

	Bel.	li.lat.	re.lat.	Vor.
Proth. 1	+ 1,4	+ 0,4	+ 0,1	+ 1
Proth. 2	+ 0,6	+ 1	+ 0,2	+ 0,2
Proth. 3	+ 1,0	- 0,8	+ 0,2	- 0,1
Proth. 4	+ 0,8	+ 0,6	- 0,3	- 1
Proth. 5	+ 1,5	- 1,1	- 0,2	- 1,2
Durchschnitt	+ 1,06	X+ 0,66	X+ 0,16	X- 0,7

Haller Prothese

Proth. 1	+ 2,4	- 0,2	- 0,2	- 1,8
Proth. 2	+ 0,42	- 0,8	- 1,2	- 0,4
Proth. 3	+ 1,2	- 0,6	- 0,7	- 0,9
Proth. 4	+ 0,4	+ 0,5	+ 0,4	- 1,1
Proth. 5	+ 1,0	- 0,8	- 0,7	- 1,3
Durchschnitt	+ 1,08	X- 0,6	X- 0,7	- 1,1

Belastung in kp/cm^2 unter einer Unterkiefer-Totalprothese bei zentrifugaler und zentripetaler Aufstellung der Molaren am lingualen Rand des Alveolarkamms in der Mittellinie.

Bei senkrechter Belastung ergeben sich bei den zentrifugalen Prothesen Werte von 1,06 kp/cm^2, bei den zentripetalen 1,08 kp/cm^2. Bei der Vorschubbewegung bei beiden Prothesenarten eine Entlastung von 0,7 kp/cm^2 bzw. 1,1 kp/cm^2.

Tabelle 5 (Modellversuche)

normale Prothese

	Bel.	li.lat.	re.lat.	Vor.
Proth. 1	+ 1,6	- 1,2	- 1	+ 1
Proth. 2	+ 1	+ 1,2	+ 0,8	- 0,4
Proth. 3	+ 1,3	+ 1,4	- 0,5	- 0,7
Proth. 4	+ 1,5	- 1,2	- 1,1	- 0,4
Proth. 5	+ 1,1	+ 1,3	- 0,7	- 0,6
Durchschnitt	+ 1,3	X+ 1,3	X- 0,82	X- 0,52

Haller Prothese

Proth. 1	+ 1,2	- 1	- 1	- 0,4
Proth. 2	+ 0,4	- 0,2	+ 0,4	- 0,34
Proth. 3	+ 1,6	+ 1,3	- 0,9	+ 0,6
Proth. 4	+ 1,6	+ 0,8	- 0,6	+ 0,5
Proth. 5	+ 1,4	+ 1,4	- 0,5	+ 1,1
Durchschnitt	+ 1,24	X+ 1,16	X- 0,75	X+ 0,73

Belastung in kp/cm^2 unter einer Unterkiefer-Totalprothese bei zentrifugaler und zentripetaler Aufstellung der Molaren am lingualen Rand des Alveolarkamms in Gegend 6-, 7-.

Bei senkrechter Belastung ergeben sich bei den zentrifugalen Prothesen Werte von 1,3 kp/cm^2, bei den zentripetalen 1,24 kp/cm^2. Bei der Vorschubbewegung entstand bei zentrifugaler Aufstellung eine Entlastung von 0,52 kp/cm^2, bei zentripetaler eine Belastung von 0,73 kp/cm^2.

4. Diskussion der in vitro Versuche.

Vergleicht man die verschiedenen Kurven der beiden Prothesenarten für die senkrechte Belastung und die Vorschubbewegung, so wird folgendes deutlich:

Erfolgt eine senkrechte Belastung der Prothesen, zeigen sich einheitliche Kurven bei den zentripetalen und zentrifugalen Prothesen. Sie sind durch einen nahezu geradlinigen Druckanstieg (siehe Abb. 14 A, B, E, F) charakterisiert. Bei der horizontalen Vorschubbewegung findet sich dieses einheitliche Kurvenbild nicht. Bis zum Endausschlag lassen sich hier kleinere und grössere Ausschläge messen, die positiver oder negativer Natur sein können. So zeigt z. B. die Prothese I bei der Vorschubbewegung in zentrifugaler Aufstellung eine Belastung (Abb. 14 C), in zentripetaler Aufstellung eine Entlastung (Abb. 14 G), die Prothese III bei beiden Aufstellungen eine Belastung (Abb. 14 D und H). Es sind also nicht nur die Bilder der einzelnen Prothesenarten verschieden, sondern auch die der gleich aufgestellten Prothesen untereinander. Einheitliche Kurven ergaben sich bei der Vorschubbewegung nur bei verschiedenen Versuchen an der selben Prothese.

Vergleicht man die Werte bei senkrechter Belastung für die zentrifugalen und die zentripetalen Prothesen, so finden sich lediglich Abweichungen zwischen 0,39 und 4,5 %. Bezogen auf den mittleren quadratischen Fehler des arithmetischen Mittels *, liegt der arithmetische Mittelwert der Messreihe mit normalen Prothesen im Toleranzbereich der Messreihe mit zentripetalen Prothesen. Beide Prothesenarten ergeben damit innerhalb unserer Messgenauigkeit keine statistisch fassbaren Unterschiede.

---

* Mittlerer quadratischer Fehler des arithmetischen Mittels nach Bronstein Semendjajew. "Taschenbuch der Mathematik (1962)" S. 510/511 Theorie der Beobachtungsfehler.

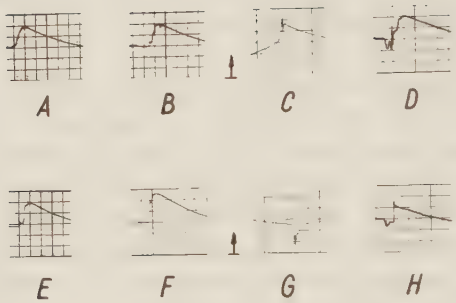


Abb. 14: Ausschnitte aus den Registrierstreifen der in den Tabellen 1 - 5 beschriebenen Prothesen 1 und 3 bei Belastung und Vorschubbewegung. Verstärkung 10.000fach (10 mm - ↕ - entsprechen 2,41 kp/cm^2, Geschwindigkeit 10 mm/sec.)

A zentrifugale Prothese 1 senkr.Belastung des Artikulators
B zentrifugale Prothese 3 senkr.Belastung des Artikulators
C zentrifugale Prothese 1 Vorschubbewegung
D zentrifugale Prothese 3 Vorschubbewegung
E zentripetale Prothese 1 senkr.Belastung des Artikulators
F zentripetale Prothese 3 senkr. Belastung des Artikulators
G zentripetale Prothese 1 Vorschubbewegung
H zentripetale Prothese 3 Vorschubbewegung

Die Kurven in der Abbildung A, B, E, F zeigen ähnliche Formen und gleiche Ausschlagsrichtungen, die Kurven C, G und D, H zeigen unterschiedliche Formen und teilweise entgegengesetzte Ausschlagsrichtungen.

Bei den Vorschubbewegungen erfuhren die zentripetalen Prothesen einen Impuls nach vorne (siehe Seite 22 Abschn. d), den die zentrifugalen Prothesen nicht aufwiesen.

Wenn wir die Abbildung 18 betrachten, so zeigt sich, dass bei der Vorschubbewegung die obere und untere zentripetale Prothese - ähnlich einer extremen Eckzahnführung bei manchen schlecht eingeschliffenen Prothesen - nur vom distalen Höcker des 1. unteren Molaren und vom mesialen Höcker des 1. oberen Molaren geführt werden. Durch ihre Schrägstellung infolge des Keils kommt dann ein Impuls der Oberkieferprothese nach vorne zustande. Statistisch * konnte dieser unterschiedliche Impuls mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit von 0,5 % gesichert werden.

Damit muss man aber diesen Impuls der zentripetalen Oberkieferprothese nach L. H a l l e r als zentrifugal gerichtet ansehen. Andere zentrifugal oder zentripetal gerichteten Kräfte konnten weder bei den üblichen, noch bei den H a l l e r ' s c h e n Prothesen gefunden werden.

---

* Verbundene Stichproben mit t-Verteilungen nach J. Pfanzagl "Allgemeine Methodenlehre der Statistik II (1968)" S. 210.

IV Messungen im Munde des Patienten

Um die im Artikulator gefundenen Werte zu ergänzen, erfolgten weitere Versuche an Patienten bei 6 Totalprothesen.

Dabei wurden die Kapseln bei jedem Patienten an 2 Meßstellen eingebaut. Für die Druckbelastungen ergaben sich so über 1.200 Einzelmessungen.

Bei jedem der Probanten wurden bereits incorporierte Prothesen, die zwischen einem und drei Monaten vorher im Zahnärztlichen Institut der Universität Tübingen hergestellt worden waren, doubliert. In diesen Testprothesen wurden auf die gleiche Weise wie bei den vorhergegangenen Versuchen Messkapseln eingebaut.

1. Durchführung der Versuche

Der Patient hatte das als Testspeise dienende Vollkornbrot in portionsgerechten Stücken in den Mund zu nehmen, normal zu kauen und zu schlucken. Anschliessend musste nur links gekaut, daraufhin in Schlussbisslage maximal zusammengebissen werden. Schliesslich dasselbe auf der rechten Seite. Nach Beendigung dieser Versuchsreihe erfolgten der Umbau auf das zentripetale System und nach einer Angewöhnungszeit von ungefähr 15 Minuten die Fortsetzung der Versuche bei gleichem Versuchsablauf wie zuvor. Auch bei den Patientenversuchen änderte sich also die Basis der Prothesen und die Lage der Messinstrumente nicht.

Die erste Messkapsel befand sich bei allen Patienten im Oberkiefer auf dem Alveolarkamm in Gegend des Kauzentrums 6+, 5+. Die zweite bei Patient I im Oberkiefer palatinal in Gegend der Kreuzung der 1. Gaumenfalte mit der Mittellinie. Bei Patient II im rechten Unterkiefer in Gegend 7-, 6-. Bei Patient III im li. Oberkiefer palatinal in Gegend +5, +6.

Zunächst wurde die Anzahl der Kaukurven innerhalb 10 sec. bei normalem Kauen und bei maximaler Kaubelastung ausgezählt. Nun waren aus 20 Kaukurven die durchschnittliche Belastung bei beidseitigem Kauen (nK) und bei einseitigem Kauen auf der Kauseite (KS) und Nichtkauseite (nKS) zu ermitteln. Anschliessend die maximale Kaubelastung auf der Kauseite und Nichtkauseite. Es folgte eine Errechnung der Schluckbelastung. Die folgenden Abbildungen 14 und 15 zeigen Ausschnitte aus den Kaukurven des Patienten I mit der Messkapsel Nr. 2. Ort der Messung war der Alveolarkamm des Oberkiefers in Gegend 6+, 5+.

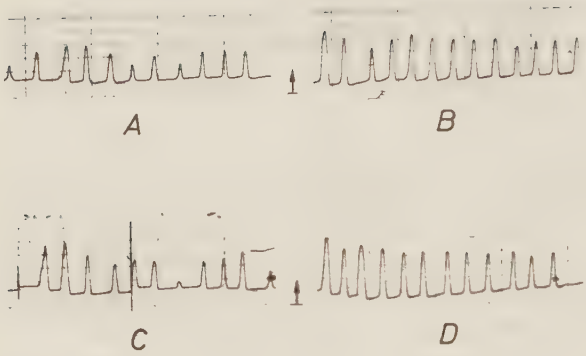


Abb. 15: Ausschnitte eines Registrierstreifens des Patienten I bei einseitigem Kauen von Vollkornbrot.
Verstärkung 3.000fach, 10 mm (↕) = 7,23 kp/cm^2, Geschwindigkeit 10 mm/sec.

A) zentrifugale Prothese: durchschnittl. Belastung der KS

B) zentrifugale Prothese: maximale Belastung der KS

C) zentripetale Prothese: durchschnittliche Belastung der KS

D) zentripetale Prothese: maximale Belastung der KS

Bei der durchschnittlichen Belastung der KS zeigen sich verschieden grosse Ausschläge für beide Prothesenarten. In diesem Ausschnitt sind die Werte der zentripetalen Prothese etwas grösser.

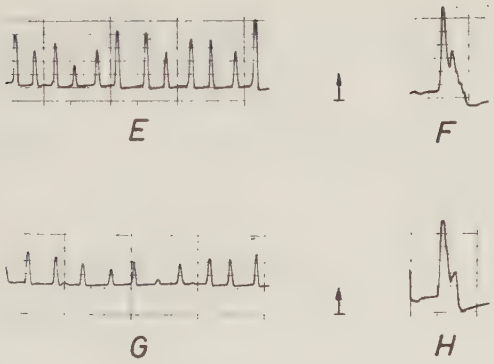


Abb. 16: Ausschnitte eines Registrierstreifens des Patienten I bei einseitigem Kauen von Vollkornbrot.
Verstärkung 10.000fach, 10 mm (↕) = 2,41 kp/cm^2, Geschwindigkeit 10 mm/sec.

E) zentrifugale Prothese: durchschnittliche Belastung der nKS
F) zentrifugale Prothese: Schluckbelastung
G) zentripetale Prothese: durchschnittliche Belastung der nKS
H) zentripetale Prothese: Schluckbelastung

Bei diesem Beispiel ist die Pressung am Prothesenlager bei der zentripetalen Prothese geringer.

2. Ergebnisse

Die Belastung unter den untersuchten Totalprothesen betrug im Kauzentrum des Oberkiefers bei zentrifugaler (zentripetaler) Aufstellung auf der Kauseite 5,79 (5,35) kp/cm^2, auf der Nichtkauseite 2,93 (3,02) kp/cm^2. Die Maximalwerte lagen auf der Kauseite bei 8,62 (8,35) kp/cm^2, auf der Nichtkauseite bei 5,59 (6,44) kp/cm^2 und die Schluckbelastung bei 6,19 (6,48) kp/cm^2.

Am Oberkiefer-Gaumen in der Mittellinie fanden sich bei rechtsseitigem Kauen Werte von 2,16 (2,82) kp/cm^2 mit Maximalwerten von 3,04 (3,86) kp/cm^2, bei linksseitigem Kauen 1,6 (2,62) kp/cm^2 mit den Maximalwerten 4,68 (4,7) kp/cm^2, die Schluckbelastung lag bei 8,14 (8,2) kp/cm^2.

Im Kauzentrum des Unterkiefers am lingualen Alveolarfortsatz konnten auf der Kauseite 1,96 (2,48) kp/cm^2 maximal 2,8 (3,19) kp/cm^2 und auf der Nichtkauseite 1,37 (1,44) kp/cm^2 maximal 2,8 (2,7) kp/cm^2 und bei der Schluckbelastung 1,17 (2,0) kp/cm^2 gefunden werden.

Im Oberkiefer am palatinalen Alveolarfortsatz ergaben sich auf der Kauseite 2,4 (2,08) kp/cm^2 maximal 2,5 (2,12) kp/cm^2, auf der Nichtkauseite 1,36 (1,09) kp/cm^2, maximal 1,5 (1,1) kp/cm^2 und bei der Schluckbelastung 3,2 (3,48) kp/cm^2.

Auch hier wurde, soweit es sinnvoll war, der mittlere Fehler des arithmetischen Mittels berechnet, und es zeigte sich ebenfalls, dass der arithmetische Mittelwert der einen Messreihe im Toleranzbereich der anderen lag. Also können wir auch hier keinen Unterschied zwischen den zentrifugalen und zentripetalen Prothesen feststellen.

Lediglich die Messung der Kaufrequenz ergab unterschiedliche Ergebnisse. Sie lag für die zentrifugale Prothese bei durchschnittlich 14,1, für die zentripetale Prothese bei 15,1 Kaubewegungen/10 sec. Statistisch * konnte die unterschiedliche Frequenz mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit von 5 % gesichert werden.

Noch auffallender war die Tatsache, dass sich bei allen Prothesen die Frequenz auf die Aufforderung hin, jedesmal so stark als möglich zuzubeissen, auf 17,1 (18,2) Kaubewegungen/10 sec. erhöhte. Statistisch konnte diese Erhöhung mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit von weniger als 0,5 % gesichert werden.

Aus den folgenden Protokollblättern der Patienten lassen sich die angegebenen Mittelwerte der Versuchsgänge zusammenstellen.

---

* verbundene Stichproben mit t-Verteilung nach J. Pfanzagl "Allgemeine Methodenlehre der Statistik II" (1968) S. 210

Protokollblatt I

Patient I

Herr A. K., Rentner, geb. 11. 12. 1895:

Patient trägt seit ungefähr 10 Jahren Oberkiefer- und Unterkiefer-Totalprothesen. Seit März 1966 neue Prothesen an beiden Kiefern. Es bestehen im Oberkiefer und Unterkiefer sehr gute Kieferverhältnisse. Patient ist mit den Prothesen sehr zufrieden; kann jegliche Nahrung kauen.

OK Alveolarkamm 6+, 5+

	normal	Haller
Anzahl der Kaubewegungen/10 sec. bei normalem Kauen	12	12,4
Anzahl der Kaubewegungen/10 sec. bei max. Kaubelastung	13	13,2
Kaubelastung bei beidseitigem Kauen in kp/cm^2	3,95	4,84
Durchschnittliche Kaubelastung nKS in kp/cm^2	3,85	4,22
Max. Kaubelastung nKS in kp/cm^2	10,93	6,78
Durchschnittliche Kaubelastung KS in kp/cm^2	10,92	9,31
Max. Kaubelastung KS in kp/cm^2	14,45	13,60
Schluckbelastung in kp/cm^2	7,11	7,54

	OK Gaumen in Gegend der Kreuzung der 1. Gaumenfalte mit der Mittellinie	
	normal	Haller
Belastung bei beidseitigem Kauen in kp/cm^2	1,72	3,26
Durchschnittliche Kaubelastung li. Kauseite in kp/cm^2	1,60	2,62
Max. Kaubelastung li. Kauseite in kp/cm^2	4,68	4,7
Durchschnittliche Kaubelastung re. Kauseite in kp/cm^2	2,16	2,82
Max. Kaubelastung re. Kauseite in kp/cm^2	3,04	3,86
Schluckbelastung in kp/cm^2	8,14	8,2

Protokollblatt II

Patient II

Frau K. F., Hausfrau, geb. 19. 2. 1907

Patientin trägt Oberkiefer-Totalprothese seit 1960; April 1966 neue Oberkiefer- und Unterkiefer-Totalprothesen. Oberkiefer kleiner Kiefer mit hohem Gaumen. Unterkiefer gut ausgebildet. Patientin klagt über Sitz der Oberkiefer-Totalprothese; kann aber gut kauen.

	OK Alveolarkamm 6+, 5+	
	normal	Haller
Anzahl der Kaubewegungen/10 sec. bei durchschnittlicher Kaubelastung	17,1	19,0
Anzahl der Kaubewegungen/10 sec. bei max. Kaubelastung	19,9	20,9
Kaubelastung bei beidseitigem Kauen in kp/cm^2	2,84	3,1
Durchschnittliche Kaubelastung nKS in kp/cm^2	2,02	2,1
Max. Kaubelastung nKS in kp/cm^2	2,7	4,4
Durchschnittliche Kaubelastung KS in kp/cm^2	3,31	3,77
Max. Kaubelastung KS in kp/cm^2	6,42	6,69
Schluckbelastung in kp/cm^2	5,3	5,9

	UK lingual in Gegend 6-, 7-.	
	normal	Haller
Kaubelastung bei beidseitigem Kauen in kp/cm^2	1,72	2,03
Durchschnittliche Kaubelastung nKS in kp/cm^2	1,37	1,44
Max. Kaubelastung nKS in kp/cm^2	1,8	2,74
Durchschnittliche Kaubelastung KS in kp/cm^2	1,96	2,48
Max. Kaubelastung KS in kp/cm^2	2,8	3,19
Schluckbelastung in kp/cm^2	1,17	2,0

Protokollblatt III

Patient III

Frau H. K., Angestellte, geb. 13. 6. 1903

Patientin trägt seit März 1966 Oberkiefer- und Unterkiefer-Totalprothesen. Oberkiefer flacher Gaumen, mässig atrophische Alveolarkämme. Unterkiefer in Gegend der Praemolaren völlig abgeflacht, aber gut ausgebildeter Alveolarkamm in der Front. Patientin kommt mit der Prothese gut zurecht.

	OK Alveolarkamm 6+, 5+	
	normal	Haller
Anzahl der Kaubewegungen/10 sec. bei durchschnittlicher Kaubelastung	13,2	18,3
Anzahl der Kaubewegungen/10 sec. bei max. Kaubelastung	15,0	20,6
Kaubelastung bei beidseitigem Kauen in kp/cm^2	2,51	2,78
Durchschnittliche Kaubelastung nKS in kp/cm^2	2,79	2,66
Max. Kaubelastung nKS in kp/cm^2	3,15	3,88
Durchschnittliche Kaubelastung in kp/cm^2	3,15	2,69
Max. Kaubelastung KS in kp/cm^2	4,99	4,77
Schluckbelastung in kp/cm^2	6,16	6,01

	OK palatinaler Alveolarfortsatz in Gegend +5, +6-	
	normal	Haller
Belastung bei beidseitigem Kauen in kp/cm^2	1,48	1,18
Durchschnittliche Kaubelastung nKS in kp/cm^2	1,36	1,09
Max. Kaubelastung nKS in kp/cm^2	1,5	1,1
Durchschnittliche Kaubelastung KS in kp/cm^2	2,4	2,08
Max. Kaubelastung KS in kp/cm^2	2,5	2,12
Schluckbelastung in kp/cm^2	3,2	3,48

3. Zusammenstellung der Messwerte

In den Tabellen 6 - 11 sind die Werte für die Kaubelastung, Schluckbelastung und die Anzahl der Kaubewegungen zusammengestellt.

Normale Prothese

Tabelle 6

	Pat. I	Pat. II	Pat. III	Durchschnitt
nK	3,95	2,84	2,51	3,1
nKS	3,85	2,02	2,79	2,93
nKS max.	10,93	2,7	3,15	5,59
KS	10,92	3,31	3,15	5,79
KS max.	14,45	6,42	4,99	8,62

Haller Prothese

nK	4,84	3,1	2,78	3,57
nKS	4,22	2,1	2,66	3,02
nKS max.	6,78	4,4	3,88	6,44
KS	9,31	3,77	2,69	5,35
KS max.	13,6	6,69	4,77	8,35

Durchschnittliche und maximale Kaubelastung in kp/cm^2 zentrifugaler und zentripetaler Prothesen gemessen auf KS, nKS und bei nK. Die Messpunkte befinden sich unter der Oberkiefer-Prothese auf dem Alveolarkamm in Gegend 6+, 5+.

Die Belastung beträgt auf der nKS 2,93 (3,02) kp/cm^2, auf der Kauseite 5,79 (5,35) kp/cm^2, die maximale Belastung auf der Kauseite 8,62 (8,35) kp/cm^2.

Tabelle 7

	Pat. I	Pat. II	Pat. III	Durchschnitt
normal	7,11	5,3	6,16	6,19
Haller	7,54	5,9	6,01	6,48

Schluckbelastung in kp/cm^2 zentrifugaler und zentripetaler Prothesen. Die Messpunkte befinden sich in der Oberkiefer-Prothese auf dem Alveolarkamm in Gegend 6+, 5+.

Die Belastung beträgt 6,19 (6,48) kp/cm^2.

Tabelle 8

	nK	li.KS	li.KS max.	re.KS	re.KS max.	Schluckbelastung
normal	1,72	1,6	4,68	2,16	3,04	8,14
Haller	3,26	2,62	4,7	2,82	3,86	8,2

Durchschnittliche und maximale Kaubelastung sowie Schluckbelastung in kp/cm^2 einer zentrifugalen und zentripetalen Prothese, gemessen bei beidseitigen, links- und rechtsseitigen Kaubewegungen und während des Schluckens.
Der Messpunkt lag im Oberkiefer am Gaumen in der Gegend der Kreuzung der Mittellinie mit der ersten Gaumenfalte.

Die Belastung beträgt auf der li. KS 1,6 (2,62) mit Maximalwerten bis zu 4,68 (4,7), auf der re. KS 2,16 (2,82) kp/cm^2 mit Maximalwerten bis zu 3,04 (3,86) kp/cm^2 und die Schluckbelastung 8,14 (8,2) kp/cm^2.

Tabelle 9

	nK	nKS	nKS max.	KS	KS max.	Schluckbelastung
normal	1,72	1,37	2,8	1,96	2,8	1,17
Haller	2,03	1,44	2,74	2,48	3,19	2,0

Durchschnittliche und maximale Kaubelastung sowie Schluckbelastung in kp/cm^2 einer zentrifugalen und zentripetalen Prothese, gemessen auf KS, nKS, bei nK und bei der Schluckbewegung.
Der Messpunkt lag im Unterkiefer lingual am Alveolarkamm in Gegend 7-, 6-.

Die Belastung beträgt auf der nKS 1,37 (1,44) kp/cm^2, auf der KS 1,96 (2,48) kp/cm^2, die max. Belastung auf der KS 2,8 (3,19) kp/cm^2 und die Schluckbelastung 1,17 (2,0) kp/cm^2.

Tabelle 10

	nK	nKS	nKS max.	KS	KS max.	Schluckbelastung
normal	1,48	1,36	1,5	2,4	2,5	3,2
Haller	1,18	1,09	1,1	2,08	2,12	3,48

Durchschnittliche und maximale Kaubelastung sowie Schluckbelastung in kp/cm^2 einer zentrifugalen und zentripetalen Prothese, gemessen auf KS, nKS, bei nK und bei der Schluckbewegung.
Der Messpunkt lag im Oberkiefer palatinal am Alveolarfortsatz in Gegend +5, +6.

Die Belastung beträgt auf der nKS 1,36 (1,09) kp/cm^2, auf der KS 2,4 (2,08) kp/cm^2 und die max. Belastung auf der KS 2,5 (2,12) kp/cm^2, die Schluckbelastung 3,2 (3,48) kp/cm^2.

Tabelle 11

	Patient I		Patient II	
	durchschnittliche Kaubel.	max. Kaubelastung	durchschnittliche Kaubel.	max. Kaubelastung
normal	12	13	17,1	19,9
Haller	12,4	13,2	19	20,9

	Patient III		Durchschnitt	
normal	13,2	15	14,1	17,1
Haller	18,3	20,6	15,5	18,2

Anzahl der Kaubewegungen in 10 sec. bei durchschnittlicher und max. Kaubelastung zentrifugaler und zentripetaler Prothesen. Je Kaueinheit wurden dabei mit der normalen Prothese durchschnittlich 24, mit der Haller-Prothese durchschnittlich 26 Kaubewegungen durchgeführt.

Die Anzahl der Kaubewegungen in 10 sec. beträgt bei durchschnittlicher Kaubelastung 14,1 (15,5), bei max. Kaubelastung 17,1 (18,2).

V Nachuntersuchungen

Um die klinische Verwendbarkeit des zentripetalen Systems zu kontrollieren, wurden zusammen mit E. K ö r b e r in der Praxis L. H a l l e r ' s in Stuttgart 10 von ihm behandelte Patienten nachuntersucht. Diese trugen ihre Prothesen zwischen 2 Wochen und 30 Jahren. Dabei ergab sich folgender Befund:

Patient	1	2	3	4	5
Geschlecht	weibl.	männl.	weibl.	weibl.	männl.
Jahrgang	1912	1887	1890	1906	1910
Tragezeit	30 J.	20 J.	20 J. OK 2 Wo.	2 Wo.	3 Monate
Artikulation	Hackbiß	Hackbiß	Hackbiß	Hackbiß	Hackbiß
Halt der Prothese	gut	ausreichend	schlecht	mässig	schlecht
Halt bei seitl. Abbiss	gut	keiner	keiner	keiner	keiner
Halt bei front. Abbiss	kippt	kippt	kippt	kippt	kippt
Kiefergelenk	knacken	knacken Schmerz	knacken	o. B.	o. B.
Unterschied Schlussbiss Ruheschwebelage	2 mm	2 mm	7 mm	2 mm	3 mm
Front protrudiert	je stark	ja	ja	ja	nein
Aufstellung der Zähne seitl. in der Interalveolarlinie	ja	ja	ja	ja	ja
Basisgestaltung	Sauger	befr.	befr.	gut	gut
Haftpulver	ja	nein	nein	nein	nein
Kosmetik	gut	gut	gut	sehr gut	gut
Alveolarkämme OK	-	sehr gut	befr.	ausr.	gut
Alveolarkämme UK	-	Schlotterkamm	flach	gut	gut

Patient	6	7	8	9	10
Geschlecht	männl.	weibl.	weibl.	weibl.	männl.
Jahrgang	1893	1896	1912	1896	1901
Tragezeit	3 Mon.	5 J.	1 J.	15 J.	4 Wo.
Artikulation	Hackbiß	Hackbiß	Hackbiß	Hackbiß	Hackbiß
Halt der Prothese	ausr.	ausr.	gut	befr.	gut
Halt bei seitl. Abbiss	kippt ab	kippt ab	gut	keiner	gut
Halt bei front. Abbiss	kippt ab	kippt ab	gut	keiner	gut
Kiefergelenk	knacken	o. B.	o. B.	knacken	o. B.
Unterschied Schlussbiss Ruheschwebelage	2 mm	2 mm	1 mm	keiner	6 mm
Front protrudiert	ja	nein	ja	ja	ja
Aufstellung der Zähne seitl. in der Interalveolarlinie	ja	nein	ja	ja	ja
Basisgestaltung	gut	Sauger	gut	gut	gut
Haftpulver	nein	ja	ja	nein	nein
Kosmetik	gut	mässig	gut	gut	sehr gut
Alveolarkämme OK	normal	hoch	normal	hoch	gut
Alveolarkämme UK	flach	gut	gut	flach	gut

Die Nachuntersuchungen haben gezeigt, dass alle Patienten mit dem Hackbiss auskommen. Niemand gab irgend welche Beschwerden oder Beeinträchtigungen beim Beissen an.

Auch waren alle Patienten mit ihren Prothesen zufrieden, obwohl der Halt meist recht gering war. Irgend welche Vorteile gegenüber den herkömmlichen Prothesen konnten aber nicht gefunden werden.

VI Diskussion der Ergebnisse

Wie Seite 6 erwähnt, will L. H a l l e r durch eine Verschlüsselung der beiden letzten Molaren des Ober- und Unterkiefers eine besonders günstige Belastungsverteilung am Prothesenlager erreichen. Die Wirkungen aus diesem System, auf die wir unsere Untersuchungen hauptsächlich beschränken wollten, waren:

1. Das Durchtrennen der Bissen erfolgt mit weniger Kraftaufwand, die Zerkleinerung ist mit geringerem Druck möglich;
2. Die untere Prothese kann einen grösseren Kaudruck entfalten;
3. Die Belastungsverteilung der beiden Kiefer ist bei einseitigem Kauen gleichmässiger, da eine Verschlüsselung der Balanceseite eintritt;
4. Beim Durchtrennen des Bissens im Frontzahnbereich werden durch die Abstützung der Molaren Kippungen verhindert;
5. Die Oberkiefer-Prothese wird nach oben hinten gehalten;
6. Beim Träger totaler Prothesen dominiert der Hackbiss.

Verglichen mit unseren Ergebnissen ergibt sich folgendes Bild:

Punkt 1 Diese Wirkung konnte mit unserer Versuchsanordnung nicht gemessen werden.

Punkt 2 Für eine grössere Kaudruckentfaltung durch die untere Prothese fanden wir keine Anhaltspunkte.

Punkt 3 Allein betrachtet zeigen die Werte für die herkömmlichen Prothesen bei unseren Druckmessungen keine nennenswerten Unterschiede zu früheren Messungen E. K ö r b e r ' s.

Ein Vergleich der Ergebnisse zwischen zentrifugaler und zentripetaler Aufstellung zeigt dann folgendes Bild: Auf dem Alveolarkamm im Kauzentrum ergeben sich auf der Nichtkauseite für die Hallerprothese zwar etwas höhere Werte als für die normale Prothese, während auf der Kauseite aber gerade umgekehrte Verhältnisse vorherrschen. Die Unterschiede aber von 0,09 kp/cm^2 auf der Nichtkauseite und 0,44 kp/cm^2 auf der Kauseite sind unerheblich. Bei den Messungen am palatinalen Alveolarfortsatz des Oberkiefers sind die Ergebnisse der normalen Prothese durchweg höher als die der Prothese nach L. H a l l e r , während bei den restlichen Messungen am lingualen Alveolarfortsatz des Unterkiefers und palatinal vorne am Gaumen des Oberkiefers, sowie bei der Schluckbelastung die zentripetale Prothese höhere Werte aufweisen. Auch hier sind die Unterschiede nur ganz gering und statistisch nicht zu sichern.

Wir haben gezeigt, dass die Durchschnittswerte unserer etwa 600 Messungen im Munde des Patienten mit den Werten E. K ö r b e r ' s bei früheren Untersuchungen nahezu überein-

stimmen. Weitere 600 Messungen mit der zentripetalen Prothese ergaben lediglich kleine Unterschiede nach oben und unten gegenüber den Ergebnissen der zentrifugalen Prothesen. Diese Unterschiede lagen zwischen 0,09 und 0,44 kp/cm^2. Dies bedeutet aber Abweichungen zwischen 5,3 % und 3,1 %. In den Artikulatorversuchen lag bei der Belastung die Abweichung der etwa 500 für die beiden Prothesenarten gefundenen Werte zwischen 4,5 % und 0,39 %. Statistische Untersuchungen haben ferner ergeben, dass diese sehr geringen Abweichungen im Toleranzbereich der Messgenauigkeit liegen.

Punkt 4 Hierzu ist zu sagen, dass eine Abstützung oder vorzeitige Verschlüsselung nicht möglich ist. L. H a l l e r geht in seinen Überlegungen von der Vorstellung aus, dass: sich "beim Durchtrennen des Bissens im Frontzahnbereich der untere letzte Molar gegen den oberen abstützt" - siehe Abb. 3 - und dass sich "bei der Zentripetalprothese die Balanceseite verschlüsselt und der Prothese einen guten Halt gibt" - siehe Abb. 4 -. Dazu muss bemerkt werden, dass eine vorzeitige Berührung der letzten Backenzähne nur bei einer Kippung der Prothesen möglich ist. Die beiden Ebenen des Keiles werden sich beim Schlussbiss immer gleichzeitig berühren, unabhängig davon, ob man sich eine Drehbewegung von einem Zentrum in der Nähe des Gelenks aus oder eine parallel ausgeführte Bewegung beider Kiefer denkt. Der distale Abstand bleibt zwar kleiner als der frontale Abstand; eine vorzeitige Berührung kann aber auch beim Anbringen grosser Kerben nicht herbeigeführt werden, es sei denn, man würde die

Kerben durch einen Würfel bzw. ein Kugelsystem ersetzen.

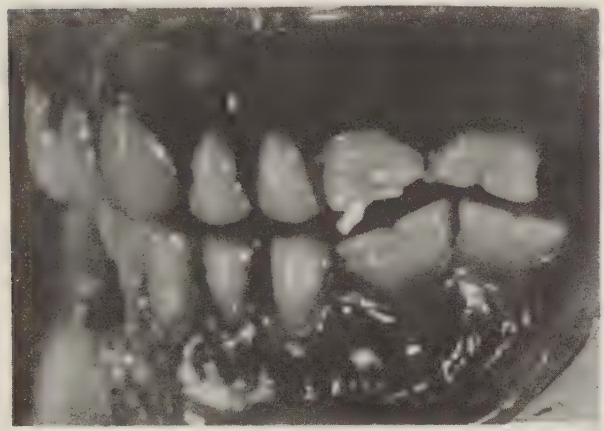


Abb. 17: Bei nicht gekippten Prothesen keine Abstützung der Molaren.

Ein vorzeitiger Kontakt beim zentripetalen System könnte nur unter der Voraussetzung einer Vorschubbewegung des Unterkiefers von etwa einer Prämolarenbreite erreicht werden. (siehe Abb. 18) Abgesehen davon, dass eine solche Kaubewegung sehr ungewöhnlich wäre und bisher wohl nicht angenommen wurde, würde diese Bewegung neue Impulse sowohl nach vorwärts als auch aufwärts geben, was sicher unerwünscht ist.

Diese Schubrichtung der Oberkiefer-Prothese bei Vorschubbewegungen haben wir bei den Modellversuchen im Artikulator nachweisen können. Demnach ist es unwahrscheinlich, dass durch die gekippte

Aufstellung der Molaren in der Prothese eine Verschlüsselung während des Kauens entstehen könnte.

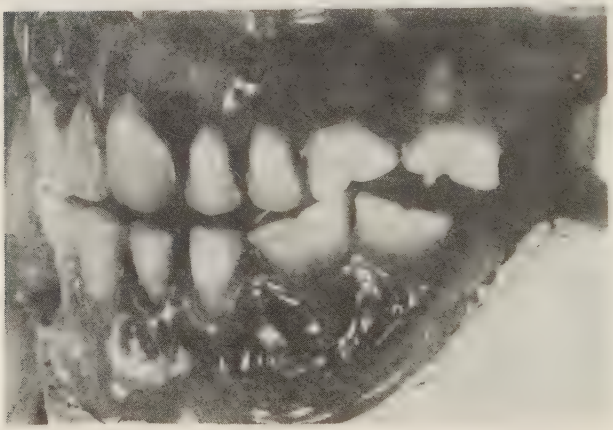


Abb. 18: Vorzeitige Berührung der Molaren bei einer Vorschubbewegung des Unterkiefers.

Punkt 5 Durch das vorher gesagte ergibt sich, dass der 5. Punkt in den Artikulatorversuchen und in theoretischen Gedankengängen nicht bestätigt werden konnte. Ja es zeigte sich sogar ein Impuls der Oberkiefer-Prothese nach vorne oben.

Punkt 6 Der letzte Punkt kann bestätigt werden. Es scheint so, als ob die Totalprothesenträger mit reinen Hackbissbewegungen ohne weiteres auskommen. Unsere Versuchspersonen konnten sich nach der Umwandlung ihrer bereits eingetragenen Prothesen in das zentripetale System sehr

schnell an die damit nur auszuführenden Hackbissbewegungen gewöhnen. Sie machten ebenso wie die nachuntersuchten Patienten keine Angaben über eine eventuelle Beeinträchtigung ihres Beissvermögens oder andere nachteilige Gefühle.

Abschliessend darf gesagt werden: Ein Unterschied der beiden Prothesenarten konnte bei den Belastungsmessungen am Prothesenlager während des Kauens nicht gefunden werden. Es erscheint lediglich die Erhöhung der Kaufrequenz um 1,4 Kaubewegungen je 10 sec. und der Impuls der Oberkieferprothese nach vorne bei Vorschubbewegungen für die Haller-Prothese bemerkenswert.

Unsere Untersuchungen haben keinen Hinweis gegeben, dass die von L. H a l l e r angegebenen Wirkungen durch die zentripetale Prothese - im Gegensatz zur normal üblichen Prothese - eintreten. Es konnten aber auch keine Nachteile gegenüber herkömmlichen Totalprothesen festgestellt werden. Die Idee H a l l e r ' s , für die Schlussbisslage ein besonders stabiles Gleichgewicht mit entsprechender Höckerverzahnung (Verschlüsselung) anzustreben, ist mit Nachdruck zu unterstreichen.

Dass die willkürlich ausgesuchten Patienten aus der Praxis von Herrn L. H a l l e r mit ihren Prothesen sehr zufrieden waren, spricht für die gewissenhafte Behandlung und die qualitative Ausführung der Prothesen und nicht zuletzt für die Persönlichkeit H a l l e r ' s , der den Patienten Anleitungen für die Inkorporation der Prothesen gab, die Patienten laufend betreute und ihr volles Vertrauen besass.

VII Zusammenfassung

L. H a l l e r geht von der Vorstellung aus, dass es sogenannte zentrifugale und zentripetale Prothesen gibt. Die von ihm beschriebene zentripetale Prothesenaufstellung stellt eine Verschlüsselung der oberen und unteren Prothese durch eine Keil- beziehungsweise Kerbenstellung der beiden letzten Molaren jeder Kieferhälfte dar. Diese Verschlüsselung soll eine Zentralisierung aller Kräfte bewirken und dadurch besonders günstige Belastungsverhältnisse schaffen. Alle herkömmlichen Prothesen lassen nach seinen Vorstellungen diese zentral gerichteten Kräfte vermissen und er nennt sie deshalb Zentrifugal.

In der vorliegenden Arbeit sollten durch Versuche am Phantommodell und am Patienten unterschiedliche Druckverteilungen und Schubkräfte an normal aufgestellten und nach der Methode L. H a l l e r ' s aufgestellten Prothesen untersucht werden. Dazu wurden Messkapseln auf induktiver Basis in Modelle und in doublierte, bereits inkorporierte Totalprothesen eingebaut. Die zuerst in herkömmlicher Art aufgestellten Prothesen wurden während des Versuches ohne Änderung der Prothesenbasis und der Messanordnung in das zentripetale System umgebaut. Als Testspeise diente Vollkornbrot. Die Artikulatorversuche erfolgten durch Auflegen bzw. durch Vorbelastung mit Gewichten.
In einer theoretischen Vorbemerkung wurde darauf hingewiesen, dass das sogenannte zentripetale System nur im Endpressdruck wirksam wird. Eine Verschlüsselung der Balanceseite bei einseitigem Kauen oder eine Abstützung des unteren letzten Molaren gegen den oberen beim Abbeissen in der Front sind nur bei abgekippten Prothesen oder bei einer Vorschubbewegung

möglich. Ein dauerndes Abkippen ist aber sicher unerwünscht.

Die Vorschubbewegung ergibt bei der Prothese nach L. H a l l e r im Gegensatz zur normalen ein Impuls für die Oberkiefer-Prothese nach vorne oben. Diese Schubrichtung der H a l l e r ' s c h e n Oberkiefer-Prothese wurde bei den Modellversuchen bestätigt. Der Endpressdruck führt unter beiden Prothesenarten zu einer nahezu gleich grossen Pressung. Speziell zentrifugal oder zentripetal gerichtete Kräfte konnten nicht gefunden werden.

Die folgenden Patientenversuche wiesen nachstehende Ergebnisse auf: Die senkrechte Belastung des Alveolarkammes im Kauzentrum beträgt auf der Kauseite zentrifugal durchschnittlich 5,79 kp/cm^2, maximal 8,26 kp/cm^2, zentripetal durchschnittlich 5,35 kp/cm^2, maximal 8,36 kp/cm^2; auf der Nichtkauseite durchschnittlich 2,93 kp/cm^2 gegenüber 3,02 kp/cm^2. Die Werte im Oberkiefer palatinal am Alveolarkamm sind auf der Kauseite zentrifugal durchschnittlich 2,4 kp/cm^2, zentripetal 2,18 kp/cm^2, auf der Nichtkauseite 1,36 kp/cm^2 bzw. 1,09 kp/cm^2. Für die Schluckbelastung ergab sich auf dem Alveolarkamm 6,19 kp/cm^2 zentrifugal und zentripetal 6,48 kp/cm^2. Der einzige nennenswerte Unterschied war eine Erhöhung der Kaufrequenz um 1,4 Kaubewegungen/10 sec.

Die Behauptung, dass ein Totalprothesenträger mit reinen Hackbewegungen auskommen kann, wird bestätigt. Die Verschlüsselung ist eine gute Idee zur Erhaltung der Schlussbisslage und zur Stabilisierung.

Durch die zentripetale Aufstellung der Zahnreihen totaler Prothesen nach L. H a l l e r kann nach unseren Messungen kein neues System mit besonderen Auswirkungen auf Belastung und Funktion begründet werden.

VIII Literaturverzeichnis

Beyer, K. — Der Einfluss unterschiedlicher Basisgestaltung auf die Belastungsverteilung unter Oberkiefer-Totalprothesen, dargestellt am Beispiel der gaumenbedeckenden und gaumenfreien Totalprothese. Med. Diss. Tübingen 1967

Böttger, H.-Häupl, K.-Kirsten, H. — Zahnärztliche Prothetik Band I und II Ambrosius Barth-Verlag, Leipzig, 1965

Bronstein-Semendjajew — Taschenbuch der Mathematik Harri Deutsch, Frankfurt/M 1962

Eichner, K. — Ein literarischer Überblick über die individuelle Kalottenartikulation nach Fehr Dtsch. zahnärztl. Z. 2, 57, 1963

Eichner, K. — Messung der Kräfte bei Kauvorgängen Dtsch. zahnärztl. Z. 18, 915, 1963

Eichner, K. — Aufschlüsse über den Kauvorgang durch elektronische Kaukraftmessungen Dtsch. zahnärztl. Z. 19, 415, 1964

Eichner, K. und Fehr, C. U. — Theoretische Erwägungen und praktische Erfahrungen über die individuelle Kalottenartikulation nach Fehr Dtsch. zahnärztl. Z. 5, 264, 1953

Eichner, K. und Rohrbach, Chr. — Messung der Kräfte beim Kauvorgang mit Widerstandsmessdosen von Molarengrösse ohne Behinderung der Okklusion und Artikulation
Dtsch. zahnärztl. Z. 13, 146, 1958

Feifel, G. — Untersuchungen über die horizontale Belastung des Alveolarfortsatzes unter Totalprothesen im Oberkiefer
Med. Diss. Tübingen 1965

Fröhlich, E. — Das Verhalten des Kieferknochens unter dem Einfluss der schleimhautgetragenen Plattenprothese
Dtsch. zahnärztl. Z. 5, 1222, 1950

Fröhlich, E. — Prothetik als mechanischer Faktor bei Mundkrankheiten
Prothetik und Werkstoffkunde, Beilage zur Dtsch. zahnärztl. Z. 9, 477, 1954

Fröhlich, E. — Beiträge zur Ätiologie, Pathogenese und Therapie des Schlotterkammes
Dtsch. Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde 27, 54, 1957

Gysi, A. — Beitrag zum Artikulationsproblem
A. Hirschwald-Verlag Berlin 1908

Gysi, A. — Das vereinfachte Problem der Artikulation
De Trey u. Co., Berlin W 1909

Gysi, A. — Das Aufstellen der Zähne für Vollprothesen
Schweizerische Zahntechnikervereinigung 1943

Haller, L. — Die Zahnprothetik vor einer neuen Epoche
Selbstverlag L. Haller, Stuttgart, 1943

Haller, L. Gesunde und kranke Zähne, Stellungsanomalien im Blickfeld geisteswissenschaftlicher Betrachtungen
Selbstverlag L. Haller, Stuttgart, 1950

Haller, L. Die Zahnprothese und ihre Probleme
Selbstverlag L. Haller, Stuttgart, 1959

Haller, L. Der fortschrittliche Zahnersatz
Selbstverlag L. Haller, Stuttgart, 1960

Hermann, D. Der Einfluss unterschiedlicher Abdruckverfahren auf die Belastungsverteilung unter Oberkiefer-Totalprothesen
Med. Diss. Tübingen 1964

Herrmanns, W. und Windecker, D. Zweikanalige Messeinrichtungen zur Direktschreibung von Kaukraftwerten für prothetische Zwecke
Zahnärztl. Welt, Reform 5, 160, 1966

Hiltebrandt, F. Die Gestaltung der totalen Prothese
Albert-Hüthig-Verlag, Heidelberg, 1956

Hörauf, K. Zu Silvermann: Okklussion in der Prothetik und im nat. Gebiss
Dtsch. Zahnärzteblatt 5, 129, 1965

Hofmann, M. Zahnbeweglichkeit-Bestimmung Analyse
Dtsch. zahnärztl. Z. 18, 924, 1963

Hromatha, A. Die anatomischen Grundlagen des Prothesenlagers
Zahnärztliche Praxis 15, 191, 1964

Körber, E. Untersuchungen über die Beziehungen von Kaukraft zur Schleimhautresilienz unter Prothesen
Dtsch. zahnärztl. Z. 6, 348, 1954

Körber, E. Die Speesche Kurve in der zahnärztlichen Prothetik
Dtsch. zahnärztl. Z. 13, 936, 1958

Körber, E. Untersuchungen über das Kauzentrum und den Belastungsausgleich bei Prothesen
Dtsch. zahnärztl. Z. 16, 268, 1961

Körber, E. Die Belastung des zahnlosen Kiefers durch Plattenprothesen
Dtsch. zahnärztl. Z. 19, 711, 1964

Körber, E. Kauen mit Oberkiefer-Totalprothesen
Dtsch. zahnärztl. Z. 20, 242, 1965

Langenstein, D. Untersuchungen über die Belastungsverhältnisse unter Einstückguss-Freiendprothesen mit besonderer Berücksichtigung der Abstützung am Restgebiss
Med. Diss. Tübingen 1965

Lawson, W. A. The validity of a method used for measuring masticatory forces
J. Prosth. Dent. 10, 99, 1960

Pfanzagl, J. Allgemeine Methodenlehre der Statistik I und II
Sammlung Göschen, Bd. 746/746a
Walter de Gruyter & Co., Berlin 1968

Pfau, H. Die Belastung einer elastischen Unterlage durch einen starren Körper im Hinblick auf einige Probleme der prothetischen Zahnheilkunde
Med. Diss. Tübingen 1963

Reumuth, E. Experimentelle Untersuchungen über den Kauvorgang bei Gebissen mit normaler und abwegiger Okklusion
Dtsch. Zahn- Mund- und Kieferheilkunde 24, 375, 1956

Ritze, H. Beitrag zum Artikulationsproblem
Quintessenz 15, 75, 1964

Rösch, P. Die Belastung des Alveolarkammes durch Unterkiefer-Freiendprothesen bei Verwendung von Scharniergelenken
Med. Diss. Tübingen 1965

Schreiber, S. Untersuchungen über die Belastbarkeit des Prothesenlagers
Dtsch. zahnärztl. Z. 16, 103, 1961

Schulte, W. und Miller, E. Druckbelastung des Alveolarfortsatzes durch Zunge und periorale Muskulatur
Dtsch. zahnärztl. Z. 17, 416, 1962

Silvermann, MM. Occlusion
Verlag "Die Quintessenz" Berlin 1964

Spreng, M. Die künstliche Zahnreihe beim Zahnlosen
Birkhäuser Verlag Basel u. Stuttgart 1960

Spreng, M. Die Wechselbeziehungen Prothesenlager-Plattenprothesen
Dtsch. zahnärztl. Z. 13, 849, 1958

Stromberg, W. R. A method of measuring forces of denture bases against supporting tissnes
J. Prosth. Dent. 5, 268, 1955

van Thiel, H. Über Veränderungen des Prothesenlagers unter der Totalprothese
Dtsch. zahnärztl. Z. 13, 853, 1958

Uhlig, H. Über die Kaukraft
Dtsch. zahnärztl. Z. 8, 33, 1953

Windecker, D. Messung des durchschnittlichen Kaukraftaufnahmevermögens von Prothesen mittels einer eigenstabilen Kaukraftmessdose
Dtsch. zahnärztl. Z. 19, 808, 1964

Wölffle, G. Untersuchungen über die Belastung des Prothesenlagers unter partiellen abgestützten und schleimhautgetragenen Prothesen im Unterkiefer
Med. Diss. Tübingen 1962

Zerres, K. Untersuchung über die Belastungsverteilung unter Oberkiefer-Totalprothesen, deren Basis über dem Alveolarkamm und der Raphe hohlgelegt wurde, im Vergleich mit üblichen Oberkiefer-Totalprothesen
Med. Diss. Tübingen 1968

An dieser Stelle möchte ich Herrn Professor Dr. Erich Körber für die Überlassung des Themas und für seine freundliche Unterstützung während der Arbeit meinen besonderen Dank aussprechen.

Lebenslauf

Am 12. Oktober 1940 wurde ich, Rainer Tränkle, als Sohn des Diplom-Ingenieurs Hans Tränkle und seiner Ehefrau Lydia, geb. Rössler, in Bad Cannstatt geboren.

Am selben Ort besuchte ich die Grundschule und das Gottlieb-Daimler-Gymnasium, an dem ich 1961 die Reifeprüfung abgelegt habe.

Im Sommersemester 1961 begann ich dann an der Eberhard-Karls-Universität Tübingen das Studium der Zahnheilkunde. Nach der 1964 bestandenen zahnärztlichen Vorprüfung legte ich dort im Frühjahr 1967 das Staatsexamen ab.

Seither bin ich als Assistent in einer zahnärztlichen Praxis in Bad Cannstatt tätig.

BAMBERGER FOTODRUCK · RUDOLF RODENBUSCH
8600 BAMBERG · Markusplatz 22 · Tel.: 0951/62794